

УДК 621.3.038.625

ВОЗМОЖНОСТИ ЦИКЛОТРОНОВ ПО ГЕНЕРАЦИИ ПУЧКОВ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

*Ю. Г. Аленицкий¹, С. Б. Ворожцов, А. С. Ворожцов, А. А. Глазов,
Г. В. Мицын, А. Г. Молоканов, Л. М. Онищенко*

Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

Рассматриваются требования к параметрам пучков для протонной терапии. Кратко описываются действующие и проектируемые для протонной терапии циклотроны. Оцениваются технические решения создания циклотрона с регулируемой энергией в диапазоне 70–230 МэВ и током до 100 нА. Вследствие того, что размеры и стоимость циклотрона в значительной мере определяются максимальной энергией протонов, предлагается разумно ограничить максимальную энергию протонов ~ 190 МэВ и разработать проект циклотрона с теплой обмоткой для ускорения H^- -ионов. Энергия выведенных протонов для каждого сеанса определяется положением мишени в камере ускорителя, а необходимое дозное поле для конкретного пациента создается внешними устройствами и отработанными методиками.

The requirements to characteristics of the beams used for proton therapy are considered. The operation and proposed cyclotrons for proton therapy are briefly described. The technical decisions of creation of the cyclotron with energy variation in the range 70–230 MeV and with current up to 100 nA are estimated. Taking into account the fact that the size and cost of cyclotron are approximately determined by the maximum proton energy, it is realistically offered to limit the maximum proton energy to 190 MeV and to elaborate a cyclotron project with a warm winding of the magnet for acceleration of H^- ions. The energy of the extracted protons for each run is determined by a stripped target radius in the vacuum chamber of the accelerator, and the radiation dose field for the patient is created by the external devices using developed techniques.

ВВЕДЕНИЕ

Развивающееся направление медицины — протонная терапия — связано с облучением новообразований пучком ускоренных протонов. Основной задачей является поражение опухолевых клеток при минимальном повреждении нормальных тканей, находящихся вблизи опухолевых. Для решения этой задачи пучки тяжелых заряженных частиц имеют существенно лучшее дозное распределение по сравнению с другими излучениями [1]. Эти преимущества особенно проявляются при облучении мишени сложной пространственной конфигурации, и они имеют решающее значение при облучении зон вблизи жизненно важных органов человека.

¹E-mail: alen@nusun.jinr.ru

Тяжелые ионы имеют преимущества при облучении некоторых видов опухолей, однако для лечения большинства опухолей в мире применяются пучки протонов, что подтверждает статистика лечения пучками тяжелых заряженных частиц [2]. Так как ускорять протоны значительно проще, чем более тяжелые ионы, то в дальнейшем будем рассматривать ускорители протонных пучков.

Клиническое использование протонной лучевой терапии началось более 40 лет назад, фактически одновременно в США, Швеции и России в физических центрах этих стран, имеющих протонные ускорители. В течение последующего периода был приобретен большой опыт в создании и использовании пучков ускоренных протонов для облучения злокачественных опухолей, находящихся в различных частях организма человека.

1. ТРЕБОВАНИЕ К ЭНЕРГИИ ПУЧКА УСКОРЕННЫХ ПРОТОНОВ

На рис. 1 показана зависимость пробега протонов в воде от энергии ускоренного пучка.

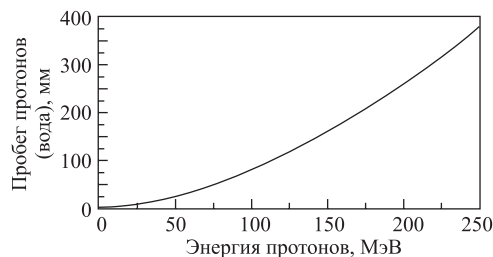


Рис. 1. Пробег протонного пучка в воде

Из графика видно, что для лечения области глаза и поверхности тела (глубина 5 см) необходима энергия 60–80 МэВ, при энергии протонного пучка 190 МэВ можно облучить практически все опухоли с максимальной глубиной локализации до 24 см.

2. ОЦЕНКА ТОКА ПУЧКА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Объем мишени должен быть облучен равномерно, обычно допускаются отклонения от средней дозы от $\pm 1,0$ до $\pm 2,5$ % для пучков диаметром от 10 до 20 см.

Если задать требования к однородности поперечного распределения пучка от $\pm 1,0$ до $\pm 2,5$ % внутри круга диаметром от 10 до 20 см, то для обеспечения мощности дозы 1 Гр/мин на входе пучка необходимый ток пучка на входе в кабину составит от 5 до 50 нА ($3,15 \cdot 10^{10} - 3,15 \cdot 10^{11}$ протон/с). Указанная интенсивность значительно ниже, чем обычно получаемые на циклотронах токи ускоренных протонов. Это дает возможность (путем использования центральной щелевой оптики или импульсного запуска ионного источника) формировать пучок требуемого качества.

3. ВЫБОР УСКОРИТЕЛЯ

Важной характеристикой ускорительного комплекса является возможность регулирования энергии и сканирования пучка ускоренных частиц для формирования трехмерных дозных полей заданной формы. Требуемое дозное поле можно формировать как регулировкой параметров пучка собственно в ускорителе, так и системой внешних рассеивателей и замедлителей. Для получения пучка протонов указанных выше характеристик можно применять циклотроны или синхротроны, однако заданная энергия немного высока для циклотрона и мала для синхротрона. Привлекательной особенностью синхротрона является возможность оперативного регулирования энергии и пространственного положения пучка.

Основной характеристикой ускорителя является стоимость создания установки и ее эксплуатации, а также надежность работы всей установки в целом. По нашему мнению, циклотрон намного дешевле, чем синхротрон, как по стоимости изготовления, так и в эксплуатации, поэтому ниже рассмотрим возможности циклотрона по генерированию пучков, требующихся для протонной терапии.

4. ЦИКЛОТРОНЫ В ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Первоначально в протонной терапии использовались ускорители, разработанные для физических экспериментов [2]. В настоящее время фирмой IBA совместно с SHI [3] создан специально для терапии проект протонного циклотрона с постоянной энергией на 235 МэВ и уже изготовлено несколько таких ускорителей. Фирма ACCEL Instruments GmbH [4] для медицинской программы PROSCAN PSI [5] разрабатывает сверхпроводящий циклотрон с постоянной энергией протонов 250 МэВ. В настоящей работе предлагается создать циклотрон для ускорения H^- -ионов на энергию 190 МэВ с регулируемой энергией.

Существует два основных метода регулирования энергии в циклотронах:

1. Плавная регулировка магнитного поля и частоты ускоряющего напряжения с использованием корректирующих токовых обмоток и перестраиваемой частоты высокочастотной системы. Прототип — циклотрон У-120М, изготовленный для Чешской АН, который работает в г.Ржеж [6]. Этот метод требует большого числа корректирующих катушек, источников питания, что в свою очередь сильно удорожает всю установку, настройка циклотрона на новую энергию занимает время в пределах часа.

2. Изменение скачком зарядовой характеристики ускоряемой частицы и последующий вывод, причем положение выводной мишени по радиусу и определяет энергию выведенного пучка. Для этой цели ускоряют H^- -ионы. Такой метод применен в проекте TRIUMF. Основной его особенностью является низкий уровень магнитного поля, что ограничивается электрической диссоциацией этих ионов в магнитном поле [7]. Ионы H_2^+ отличаются более высокой энергией связи и, соответственно, могут ускоряться в более высоком магнитном поле. Однако для получения протонов требуемой энергии при ускорении ионов H_2^+ необходимо получать величину $B\rho$ в два раза большую, чем при ускорении протонов. Для ускорения этих ионов целесообразно использовать сверхпроводимость.

В табл. 1 приведены некоторые параметры циклотрона С-235 (IBA), С-250 (ACCEL) и предлагаемого С-190.

Таблица 1. Основные параметры магнитных систем медицинских циклотронов

Параметры	C-235, ИВА	C-250, ACCEL	C-190, предложение
Энергия протонов, МэВ	235	250	190
Среднее магнитное поле, Тл, в центре	1,739	~ 4	0,77
на радиусе вывода	2,165	~ 4	0,92
Радиус вывода, м	1,08	~ 0,9	~ 2,1
Магнитное поле на радиусе вывода, Тл, в холме	3,09	4,0	0,6
в долине	0,985	1,6	1,1
Зазор, см, в долине	60	—	38
в холме	9,6–0,9	—	14
Периодичность структуры магнитного поля	4	4	4
Ампер-витки обмотки, кА	525	—	150
Потребляемая мощность, кВт	190	40 (охлажд.)	120
Масса магнита, т	210	90	400

5. РАСЧЕТ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ УСТАНОВКИ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ КОНЕЧНЫХ ЭНЕРГИЙ

Отметим, что стоимость циклотрона в значительной мере определяется максимальной энергией ускоренного пучка. Из опыта работы медицинского комплекса ЛЯП следует, что в большинстве случаев используется пучок протонов с энергией не более 190 МэВ, а терапия глаза проводится при энергии протонов 70 МэВ. Поэтому выбран циклотрон с диапазоном регулирования энергии 70–190 МэВ.

Циклотрон состоит из магнитной системы броневого типа с цилиндрическими полюсами и четырьмя парами спиральных шимм, которые расположены симметрично на верхнем и нижнем полюсах. Два ускоряющих дуанта установлены в долинах через 180°. Выводная система и различные вспомогательные устройства размещены по периметру вакуумной камеры циклотрона.

Были рассмотрены основные параметры трех изохронных циклотронов с указанными выше свойствами, предназначенных для получения пучка протонов малой интенсивности для медицинских целей на энергию 160, 190 и 230 МэВ. Выбор параметров проводился на основе расчетов по трехмерной программе Mermaid. Ниже приведены рисунки магнита и результаты расчетного формирования среднего магнитного поля циклотрона на энергию 160 МэВ.

Выбранная конфигурация магнита показана на рис. 2. Для достижения аксиальной устойчивости шиммы выбраны спиральные с углом спиральности на конечном радиусе, равным 67,5°. Карта поля в медианной плоскости показана на рис. 3. Максимальная величина поля выбрана из условий максимальной диссоциации H⁻-ионов, равной 10%.

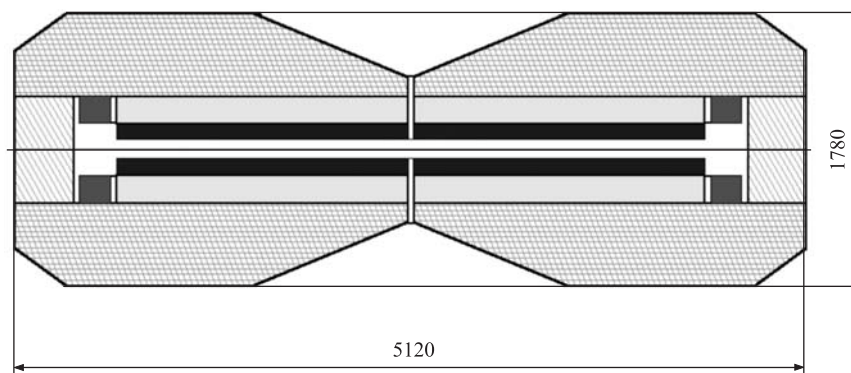


Рис. 2. Структура магнита циклотрона С-160

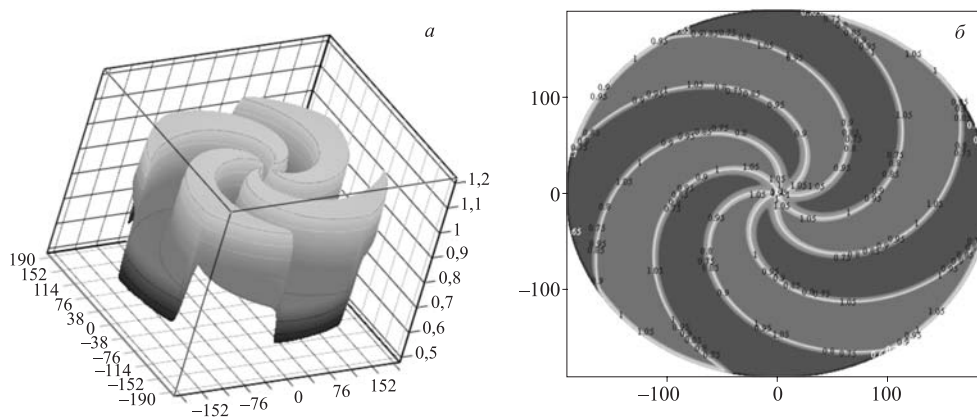


Рис. 3. Карта поля в медианной плоскости циклотрона С-160: а) трехмерная; б) вид на плоскости

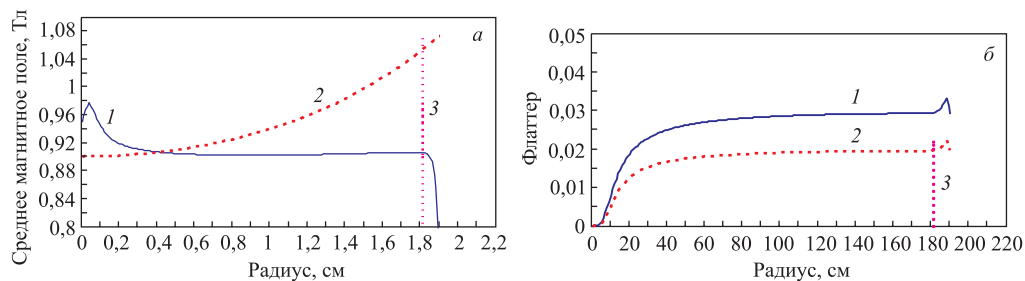


Рис. 4. а) Расчетная (1) и требуемая (2) зависимости среднего магнитного поля для энергии H^- 160 МэВ. б) Расчетный (1) и требуемый (2) флаттеры для энергии ускорения H^- 160 МэВ. 3 — конечный радиус

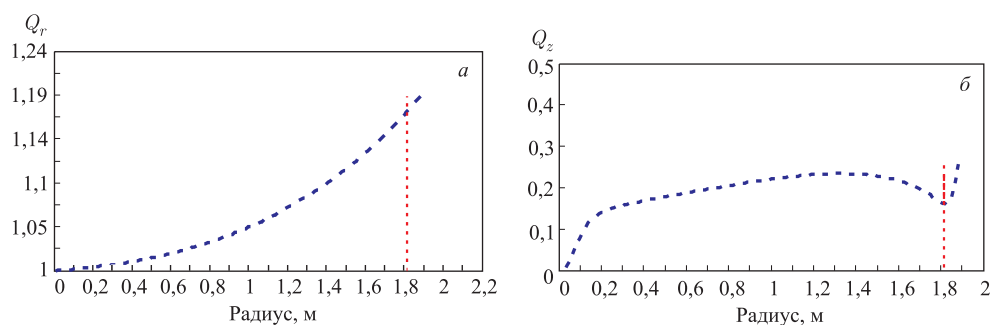


Рис. 5. Расчетные зависимости частоты радиальных колебаний (Q_r) (а) и аксиальных колебаний (Q_z) (б) для энергии H^- 160 МэВ

Таблица 2. Общие параметры циклотронов для ускорения H^- -ионов

Флаттер магнитного поля	0–0,02
Диссоциация на магнитном поле, %	10
Число дуантов	2
Гармоника ВЧ	2
Эффективный угловой размер дуанта, °	90
Напряжение на дуанте, кВ	100
Зазор, мм, в холме	140
в долине	380
Угол спирали, °	0–67,5

Таблица 3. Основные параметры циклотронов для ускорения H^- -ионов

Параметры	Максимальное значение энергии протонов, МэВ		
	160	190	230
Поле в центре, Тл	0,9	0,769	0,643
Количество оборотов	406	482	584
Радиус вывода, см	180,8	226,1	290,3
Частота ВЧ, МГц	27,4112	23,4284	19,5794
Габариты, см	512 × 178	624 × 198	780 × 228
Потребляемая мощность, кВт	96	117	147
Масса магнита, т	247	257	444

Характеристики магнитного поля (среднее поле, флаттер, частоты колебаний Q_r и Q_z) приведены на рис. 4 и 5. Видно, что среднее магнитное поле должно быть сформировано в процессе проектирования установки. Выбранная конфигурация секторных шимм (угловая протяженность, спиральность и зазор между ними) также потребует дальнейшего уточнения для достижения аксиальной устойчивости частиц ($0 < Q_z < 0,5$) во всей области ускорения частиц. Опыт создания аналогичных циклотронов показывает, что указанные уточнения геометрических параметров магнитной системы не будут существенно влиять на условия устойчивости движения.

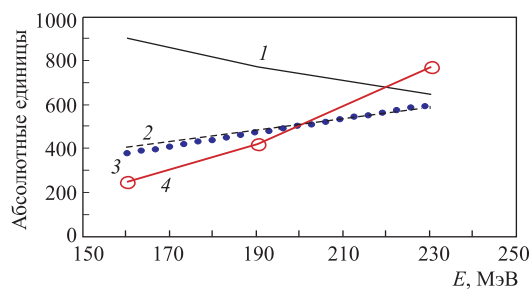


Рис. 6. Зависимости характеристик циклотрона от конечной энергии H^- -ионов: 1 — величина магнитного поля в центре циклотрона, мТл; 2 — число оборотов; 3 — диаметр полюса магнита, см; 4 — масса магнита, т

В табл. 2 даны общие параметры анализируемых циклотронов, а в табл. 3 — зависимости параметров от максимальной энергии протонов. Некоторые из этих параметров показаны на рис. 6 в виде графиков. Видно, что увеличение максимальной энергии H^- -ионов со 190 до 230 МэВ приводит к значительному увеличению размеров магнита, соответственно, и стоимости установки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Приведены результаты предварительного анализа применения циклотрона с регулируемой энергией для генерации протонных пучков для терапии. Для этой цели мы считаем оптимальным использовать циклотрон и ускорять H^- -ионы до максимальной энергии ~ 190 МэВ. Перемещением обдирочной фольги по радиусу выводится пучок протонов в диапазоне энергий 70–190 МэВ. Низкий уровень магнитного поля приводит к значительным размерам магнита, что компенсируется небольшой потребляемой мощностью. Большой радиальный шаг пучка позволит с использованием центральной щелевой оптики получить пучок хорошего качества.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Koehler A. M., Preston W. M. Protons in Radiation Therapy // Radiology. 1972. V. 104. P. 191.
2. Part. Newslett. 2003. No. 32. P. 18.
3. <http://www.shi.co.jp/quantum/index.html>; http://www.iba-worldwide.com/root_hq/index.htm
4. Schillo M. The ACCEL Superconducting Cyclotron: A Driver for Proton Therapy // Abstr. of the 38th PTCOG Meeting, Chester, UK, 2003; http://www.accel.de/pages/superconducting_cyclotron_contract.html
5. <http://p-therapie.web.psi.ch/proscan.html>
6. Proc. of the XVI Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Application, East Lansing, Michigan, USA, May 13–17, 2001. List of Cyclotrons, C-06.
7. Ibid. List of Cyclotrons, C-03.